



한국운동역학회지, 2007, 제17권 2호, pp. 187-196  
Korean Journal of Sport Biomechanics  
2007, Vol. 17, No. 2, pp. 187-196

## 사전 동작을 이용한 좌우 추진 과제의 운동역학적 분석

### A Kinetic Analysis of the Side Propulsion Task with Preparatory Motions

김용운\*(서울대학교)

Kim, Yong-Woon\* (Seoul National University)

---

#### ABSTRACT

Y. W. KIM, A Kinetic Analysis of the Side Propulsion Task with Preparatory Motions. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 17, No. 2, pp. 187-196, 2007. The purpose of this study was to find the most effective movement pattern from three different types of preparatory movement(squat, countermovement and hopping) in sideward responsive propulsion task, which had the time constraint to complete the performance. 7 healthy subjects participated in left and right side movement task by an external signal, which required the subject to perform the task as fast as possible. Mechanical output and joint kinetics focusing on the lower extremities were analyzed. The results were as follows.

In spite of the shortest duration in propulsive phase, the hopping condition showed no difference with other conditions in the work output done and take-off velocity. It resulted from the greatest power output generated during the propulsive phase. A significant difference was found for joint moment and joint power according to the movement conditions. The joint moment and joint power for the countermovement and hopping conditions were larger than those in the squat condition. This was speculated to be due to the extra power that could be generated by the pre-stretch of muscle in preparation for the propulsion.

The hopping condition which had substantially more pre-stretch load in the preparatory eccentric phase produced considerably more power than countermovement condition in the propulsive concentric phase. Furthermore during the hopping a large amount of joint moment and joint power could be produced in a shorter time. Therefore it was deemed that the hopping movement is an effective type of preparatory movement which takes much more advantage of the pre-stretch than any other movement.

KEYWORDS : COUNTERMOVEMENT, HOPPING, PREPARATORY MOVEMENT, PRE-STRETCH, SSC

---

---

\* spekyw@naver.com

## I. 서론

테니스의 발리, 야구의 수비, 축구의 골키퍼 등은 공통적으로 공의 움직임에 대응하여 가능한 빠르게 신체를 추진해 목표점에 도달해야 하는 특징이 있다. 이러한 동작은 시간적으로 아주 미세한 차이라도 수행의 완성도가 큰 차이를 보이는데, 수행의 관건은 크게 '큰 힘을 발휘하여 최종적인 추진 속도를 증가시키느냐'와 '동작을 얼마나 신속히 완성하느냐?'의 두 가지 측면에서 찾을 수 있을 것이다(김용운, 윤태진 및 서정석, 2005). 따라서 이러한 동작에서는 제한된 시간에 최대의 힘이 폭발적이고 집중적으로 발휘되어야 하며 수행 특성상 시간적 제약 없이 단순히 무한의 힘발현을 목표로 하는 동작과는 구별된다. 하지만 인체 움직임, 운동기술, 운동과제 등에 대한 역학적 분석은 대부분 후자의 관점에서 이루어져, 시간적 제약을 가진 인체 운동에 대한 동작 기전이나 효과적인 동작 전략 등에 대한 정보는 많지 않은 실정이다.

위에서 언급된 동작들의 또 다른 공통점은 우수한 선수일수록 목표하는 방향의 반대로 미리 움직이는 반동(counter-movement)을 효과적으로 구사한다는 것이다. 주동작(prime movement) 이전에 이루어지는 대표적인 사전동작(preparatory movement)인 반동은 실제 움직임 대부분에서 의도적으로 혹은 무의식적으로도 구사되는 본능적인 동작 전략으로 주동작의 수행에 영향을 미치는 요인으로 알려져 있다(Bobbert, Karin, Gerritsen, Litjens & Van Soest, 1996). 주동작 전에 반동을 하게 되면 근육이 외부의 힘에 의해 원심적으로 사전스트레치(pre-stretch)된 후 구심적으로 단축되는 'SSC(Stretch-shortening Cycle)'의 근수축 패턴이 나타난다(Komi & Bosco, 1978). 많은 연구에서 반동으로 인한 근육의 사전스트레치, 즉 SSC는 구심성 수축만 이루어지는 것에 비해 수행을 향상시키는 것으로 보고 되었으며(Bobbert et al, 1996; Enoka, 2002), 이러한 연구는 대부분 수직점프를 대상으로 스쿼트점프와 반동점프를 비교하였다. 반동점프가 스쿼트점프 사이에 18~20% 정도 높이 도약했다는 Bosco, Viitasalo, Komi, & Luhtanen(1982)의 연구를 비롯한 많은 연구에서 사전

반동을 이용하였을 때 수행력이 보다 우수한 것으로 나타났다(서정석, 2000; Anderson & Pandy, 1993; Bobbert et al., 1996; Komi & Bosco, 1978).

그러나 수직 점프는 추진을 위한 시간적 제약이 없는 상태에서 단순히 도약 속도를 극대화하는 것이 수행의 관건으로, 앞서 언급하였듯이 실제 스포츠 현장에서는 상대나 볼의 움직임에 대응하여 특정한 방향으로, 가능한 짧은 시간에 폭발적인 움직임을 수행해야 하는 운동과제와는 차별화된다. 따라서 수직점프를 대상으로 한 사전동작의 역할에 대한 기존의 연구결과를 이러한 동작에 적용하는 것은 무리가 있을 것이다.

이에 본 연구에서는 테니스의 발리, 축구의 골키퍼, 야구의 수비 등과 같이 외부의 운동에 대응하여 가능한 짧은 시간에 파워풀한 이동 및 추진을 해야 하는 운동 상황에서 주동작에 앞서 이루어지는 사전동작의 형태를 중심으로, 효과적인 움직임의 패턴을 찾고자 한다. 이를 위해 실험상황에서 스쿼트, 반동, 호핑의 세 가지 사전동작 유형에 따른 수행 과제를 운동역학적(kinetic)으로 비교분석하였다. 본 연구를 통해 현장에서 많이 활용되는 사전동작의 효용성과 원리를 규명할 수 있을 것으로 기대된다.

## II. 연구방법

### 1. 실험 참여자

본 연구의 실험에는 서울소재 S 대학교의 체육전공 남자학생 7명이 참여하였다(21.57±1.7yrs, 177.6±2.3cm, 72.0±3.2kg). 모두 근골격계 질환이 없는 건강한 상태였으며 실험의 취지와 방법에 대한 설명을 들은 후 자발적으로 참여하였다.

### 2. 실험 방법

#### 1) 실험 과제

본 연구에서 실시한 수행 과제는 제자리의 준비 자세로부터 세 가지의 각 사전동작 방법을 이용해 외부에

서 제시되는 신호의 방향에 따라 최대한 빠르게 이동하여 신체 정중선을 기준으로 좌우 3m에 위치한 스위치 센서를 터치하는 동작이다. 실험참여자는 ①스쿼트유형: 가볍게 웅크린 스쿼트 자세에서 사전동작(반동)이 없이 추진하는 동작 ②반동유형: 스쿼트 자세에서 반동을 이용한 추진동작 ③호핑유형: 제자리에서 가볍게 점프하였다가 착지하는 호핑 동작 후 반동을 이용하는 추진 동작 등 세 가지 조건의 과제를 수행하였다.

## 2) 실험 절차

외부 신호는 전방에 위치한 과제지시기(자체 제작)를 통하여 중앙/좌/우의 세 방향으로 무작위로 제시되었으며, 실험 참여자는 이에 반응하여 지시 방향의 발을 이치하여 목표 방향으로 내 딛는 오픈 스텝(open step) 동작으로 최대한 신속하고 파워풀하게 이동하였다. 모든 실험 참여자는 2주간의 과제 적응 훈련을 통해 가능한 최적의 타이밍으로 각 동작을 수행토록 유도하였으며, 실험 당일 무작위로 할당된 사전동작 유형의 순서에 따라 3 세션(session)에 걸쳐 과제를 수행하였다. 과제 수행 후 동작이 원활히 이루어졌다고 피험자와 연구자가 간주한 시행에 대해서만 좌우측 방향으로 각각 3회의 성공적 시행이 이루어지면 다음 조건의 동작과제를 하였으며, 분석에서는 좌우대칭을 가정하여 우측으로 이동한 2회를 그 대상으로 하였다. 과제 지시시기외에 역학적 자료의 수집을 위해 125Hz의 카메라 2대와 60Hz의 카메라 3대, 지면반력기 2대 등이 사용되었으며, 동조를 위해 트리거(trigger)를 이용하여 LED 발광신호를 동작 중에 삽입하였다. 각 피험자는 분절의 좌표화를 위해 총 23개의 마커를 각 분절점에 부착한 후 제자리에 선 자세에서 정적 트라이얼(static trial)을 시행·촬영한 후 실제 과제를 수행하였다.

## 3. 자료 처리와 분석

### 1) 영상분석

본 연구에서 영상의 좌표화, 3차원 좌표값의 계산과 스무딩(smoothing) 그리고 기타 각종 변인의 산출과 분석은 Kwon3d 3.1(Kwon, 2003)과 Matlab 7.0, MS Excel 2003를 이용하였다. 각 카메라의 데이터는 3차

스플라인 함수를 이용하여 125Hz로 보간(interpolation)시킨 후 동일 시점으로 동조하였으며, DLT기법으로 분절점의 3차원 좌표를 계산하였다. 이 때 3차원 좌표에 포함된 노이즈를 제거하기 위하여 저역통과 필터(lowpass filter)를 사용하여 6.0Hz의 차단주파수(cut-off frequency)로 필터링하였다. 각 피험자들의 관절중심점(joint center)은 분절에 부착된 외부마커의 좌표값을 활용하여 추정하였는데 엉덩관절에는 Tylkowski-Andriacchi 방식을, 무릎과 발목관절에는 midpoint방식을 각각 적용하였다. 분석은 상체와 우측 방향의 추진 운동에 주된 역할을 하는 좌측 분절에 대하여 실시하였으며, 신체중심의 높이가 최저에 이른 시점을 추진시점으로 설정했으며, 추진시점에서 지면에서 이지하는 시점까지를 추진국면으로 설정하였다.

### 2) 변인 산출

분석된 주요 변인은 전신에 대한 i)파워출력과 ii)일출력, 하지 주요 관절(엉덩, 무릎, 발목관절)에 대한 iii)관절모멘트(net joint moment)와 iv)관절파워 등이다. 우선 파워출력은 지면반력과 신체중심 선속도의 내적으로 산출하였으며(수식 1), 파워출력을 추진국면 동안의 시간에 대해 적분함으로써 일출력을 얻었다(수식 2). 각 관절에서의 모멘트는 inverse dynamics 방법을 이용하여 산출하였으며, 관절의 파워는 관절모멘트와 관절의 각속도로부터 산출하였다(수식 3). 관절모멘트와 관절파워는 피험자의 체중에 따른 영향을 없애기 위해 전신의 질량으로 표준화시켰다.

$$P = \overrightarrow{GRF} \cdot \vec{v}_{COM} \quad (\text{수식 1})$$

$$W = \int P(t)dt \quad (\text{수식 2})$$

$$P_j = \overrightarrow{M}_j \cdot \vec{\omega}_j \quad (\text{수식 3})$$

여기서  $P$ 는 전신에 대한 파워출력,  $\vec{v}_{com}$ 은 전신의 선속도,  $W$ 는 일출력,  $P_j$ 는 관절파워,  $\overrightarrow{M}_j$ 은 관절에서의 순모멘트,  $\vec{\omega}_j$ 는 관절의 각속도 즉, 이웃하는 분절의 각속도사이의 차를 나타낸다.

산출된 각 변인의 전체적인 양상을 분석하기 위하여 스

플라인 보간법을 이용하여 각 시행에서의 변인 값을 추진 국면을 기준(0-100%)으로 시간-표준화(time-normalization)한 후 매 시간 간격에 대하여 조건별로 총평균화(ensemble average)시켰다.

### 3) 통계 처리

한편, 산출된 변인에 대하여 사전 동작을 이용한 각 조건에 대한 차이를 검증하기 위해 반복측정 일원분산 분석(Repeated one-way ANOVA)과 Bonferroni 방법의 사후 검증을 실시하였다. 이를 위해 SPSS 12.0 통계 패키지를 이용하여, 유의 수준은 .05로 하였다.

## III. 결과 및 논의

### 1. 신체 중심에 대한 역학적 출력

사전동작에 따른 세 조건의 수행 과제에서 역학적 출력(mechanical output)은 <표 1>과 같다. 전신에 대한 평균과위출력과 최대과위출력은 추진국면동안의 값으로 지면반력값과 신체 중심 속도의 내적에 의해 산출되었다. 평균과위출력에서는 호핑 유형이 가장 큰 값을 보였으며 그 다음으로 반동과 스쿼트 유형의 순서로 나타났는데, 통계적으로도 유의한 결과가 나타났다 [F(2,26)=9.66, P<.001]. 이는 기본적으로 추진국면동안 다른 유형에 비해 호핑 유형에서 평균적으로 보다 큰 지면반력이 발생했다고 해석할 수 있으므로 추진이 이루어진 절대 시간을 고려하지 않는다면 역학적 이득이 가장 크다고 할 수 있을 것이다. 하지만 SSC의 근수축 패턴이 발생하는 반동유형은 스쿼트유형에 비해 큰 평균과위를 보이기는 했지만 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았으며 호핑유형에 비해서는 유의하게 작은

값을 보였다. 동일하게 근육의 사전스트레치가 발생하더라도 반동유형은 호핑유형에 비해 상대적으로 역학적 이득이 크지 않았다고 할 수 있을 것이다.

추진국면동안에 발현된 최대과위출력에서도 평균과위출력과 같이 호핑유형, 반동유형, 스쿼트유형의 순서로 큰 값을 나타냈으며, 호핑유형은 스쿼트 유형과 통계적으로 유의한 차를 보였다[F(2,26)=8.69, P<.001]. 앞서와 같이 사전반동으로 인한 근육의 사전스트레치가 발생되지 않는 스쿼트 유형의 역학적 출력 측면에서 가장 불리한 면을 보였다.

<그림 1>은 신체 중심에 대한 과위출력을 나타내고 있는데, 추진시점에서 이지시점까지의 추진국면을 기준(0~100%)으로 하여 추진이 시작되기 이전부터 나타나고 있다. 그림에서 반동과 호핑유형은 아래방향으로의 사전동작으로 인하여 추진시점 이전에는 음(-)의 파워를 두드러지게 보이고 나타나고 있다가 추진 국면에서 스쿼트유형보다 큰 파워를 발현하고 있다. 많은 연구에서 근육의 SSC는 구심성 수축만 발생하는 것에 비해 실제 동작이 구현되는 - 구심성 수축이 이루어지는 - 최종 단계에서 힘, 파워, 일량 등 역학적 출력(mechanical output)을 증가시킴으로써 수행을 향상시키는 것으로 보고되었으며, 근육의 구심성 수축이전에 스트레치가 선행되면 근육이 보다 큰 힘과 파워로 수축하면서 일량을 증가시키기 때문으로 설명하고 있는데 본 연구 역시 이를 뒷받침하고 있다.

하지만 반동유형에서 상대적으로 오랜 시간 동안 아래방향으로의 운동이 발생한 반면, 호핑 유형에서는 보다 짧은 구간에서 사전동작이 일어났지만 파워는 음(-)의 값으로 크게 나타났다. 이는 사전스트레치의 특성과 연관되는데, 호핑 유형에서 원심성 수축이 짧은 시간동안 빠르게 발생하였음을 추측할 수 있다. 사전스트레치의 효과는 스트레치 단계 이전에 근육의 사전 근

표 1. 신체 중심의 역학적 출력

|            | 스쿼트(a)         | 반동(b)          | 호핑(c)          | 통계치              | 사후검정  |
|------------|----------------|----------------|----------------|------------------|-------|
| 평균과위출력     | 1065.16±141.88 | 1259.19±352.48 | 1475.08±384.70 | F(2,26)=9.66 *** | a,b<c |
| 최대과위출력     | 1538.36±179.95 | 1889.41±504.32 | 2039.74±423.59 | F(2,26)=8.69 *** | a<c   |
| 일출력(Joule) | 237.16±35.79   | 266.85±49.60   | 259.93±56.93   | F(2,26)=1.50     |       |

\* P<.05, \*\*P<.01, \*\*\*P<.001

(단위 : W)

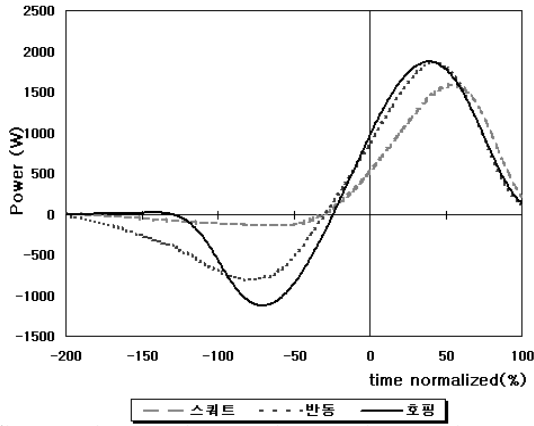


그림 1. 전신의 파워출력

활동(pre-activation)이 적절한 타이밍으로 이루어지고 스트레치에서 구심성단축으로 짧은 시간에 전환(coupling time)되고 또한 스트레치가 빠른 속도로 이루어질수록 극대화된다고 보고되었다(Komi & Gollhofer, 1997; Bosco, Komi, & Ito, 1981; Sugi, 1972). 이에 비추어 볼 때 호핑 유형은 반동유형에 비해 스트레치에서 구심성 단축으로 짧은 시간동안 빠르게 전환되고 있다는 점에서 역학적으로 보다 효과적인 동작 기전이라 할 수 있다.

한편 추진국면의 일 출력(work output)은 반동유형과 호핑유형이 비슷한 값으로 스쿼트유형에 비해 크게 나타났으나 통계적으로 유의하지 않았다[F(2,26)=1.50, P=.241](표1). 구심성 국면에서의 일 출력은 최종적인 수행력과 직접 관련된 변인이라 할 수 있는데, 세 유형의 파워출력 사이에 유의한 차이를 보였음에도 불구하고 일출력에서 유의한 차이가 나타나지 않은 것은 물리적 개념의 차이 때문일 것이다. 파워가 동일한 단위 시간에 작용한 힘의 크기와 관련되었다면 일출력은 힘이 작용한 총 시간동안의 힘의 총합 개념이라 할 수 있는데, 일반적으로 최대 수행을 추구하는 경우 일출력이 파워에 비해 수행력과 보다 직접적인 연관을 가진다. 그러나 위에서 제시된 일출력의 결과는 본 연구에서 수행된 과제의 특성과 연관 지어 해석되어야 한다.

외부의 신호에 대응하여 가능한 빠른 반응을 통해 목표지점에 도달해야 하는 본 연구 과제에서는 무엇보다 구심성 수축을 통한 추진에 소요되는 시간을 단축

하는 것이 유리하다고 할 수 있다. 본 연구의 선행 연구인 김용운 등(2005)의 결과에 의하면 호핑유형은 가장 빠른 시간에 최종 수행을 완성하였으나 실제 추진에 소요된 시간은 0.19sec로 0.24sec의 반동유형과 0.22sec의 스쿼트유형에 비해 유의하게 짧게 나타났다. 반면 김용운 등(2005)의 연구에서 최종 이지지점에서의 선속도는 반동과 호핑유형이 비슷한 크기로 스쿼트유형에 비해 큰 값을 보였으나 역시 유의한 차이를 보이지 않았다. 즉 호핑유형은 추진을 최단시간에 완성하면서도 최종 선속도를 반동유형과 동일하게 유지함으로써 가장 우수한 수행 결과를 나타낸 것이다. 구심성 수축단계, 즉 추진국면에서의 일출력은 이 구간에서의 파워출력과 시간의 적분에 의해 산출되기 때문에 호핑유형에서 시간적 불리함을 앞서 결과에 제시된 높은 파워출력으로 만회한 것으로 보인다. 이와 유사하게 반동 점프와 일정한 높이에서 낙하하여 반동을 이용한 반동 드롭점프와 착지와 동시에 가능한 빠르게 점프하는 바운스드롭점프를 비교한 Bobbert, Huijing, & Van Ingen Schenau(1987a)의 연구에서도 반동과 반동드롭점프가 바운스드롭점프에 보다 높이 점프하였으나, 관절 모멘트, 파워는 구심성 일이 짧은 시간에 완료된 바운스드롭점프가 보다 크게 나타났다고 보고되었다.

반면 반동유형 역시 스쿼트유형에 비해 오랜 시간동안 큰 파워를 발현해 일출력을 크게 하였으나 통계적으로 유의하지 않은 결과가 나타났는데, 이러한 결과는 수직점프를 대상으로 한 선행연구의 결과와는 다소 배치되는 측면이 있다. 본 연구의 결과와 달리 Cavagna, Komarek, Citterio, & Margaria(1971)은 반동점프가 스쿼트점프에 비해 구심성 수축 단계에 발생하는 양(+)의 일에서 보다 큰 값을 보인 한편 이러한 양의 일이 유의하게 짧은 시간동안 이루어짐으로써 파워도 70% 정도 크게 나타났다고 하였으며, Bosco et al.(1981)의 연구에서도 반동점프가 스쿼트점프보다 18-20% 정도 높게 점프하였으며, 구심성 힘과 역학적 파워가 각각 66%와 81% 정도 크게 나타났다고 보고하였다. 반동유형이 스쿼트유형에 비해 현격히 우수한 역학적 출력을 보이지 않은 본 연구의 결과는 추후 연구를 통해 보다 심층적으로 분석해 볼 필요가 있겠으나 시간적 제약성의 유무가 반동의 효율성에 영향을 미치는 주요한 요

인이 되었을 것으로 사료된다.

지금까지의 결과를 통해 결국 호핑 유형에서는 스쿼트와 반동유형과 비교하여 상대적으로 짧은 시간 동안 이루어지는 구심성 일 국면(추진 국면)에도 불구하고 높은 파워출력으로 인해 비슷한 수준 혹은 그 이상의 일출력이 발생하였으며, 이러한 특성은 짧은 시간동안 폭발적인 파워를 발휘해야 하는 많은 운동 상황에서 절대적으로 유리한 역학적 이점으로 작용할 것으로 사료된다.

## 2. 관절 모멘트와 관절 파워

### 1) 관절 모멘트

<표 2>에서는 사전동작에 따른 각 수행 조건에서의 발목, 무릎, 엉덩관절의 신전모멘트를 제시하고 있는데, 추진 시점에서의 값과 추진국면동안에 발생한 최대치를 비교하였다. 우선 추진시점의 경우, 발목관절에서는 호핑유형에서 가장 큰 저축굴곡모멘트가 나타났고 이어 반동과 스쿼트유형의 순서로 유의한 차이를 보인 반면[F(2,26)=22.356, P<.001], 무릎관절의 신전모멘트는 호핑, 반동, 스쿼트 유형의 순서로 나타났으나 호핑과 스쿼트유형사이에만 유의한 차이가 있었다[F(2,26)=8.51, P<.001]. 그러나 엉덩관절에서는 호핑유형보다도 반동 유형에서 가장 큰 신전모멘트가 발생해 발목과 무릎관절과는 다소 다른 결과가 나타났는데, 통계적으로는 반동과 스쿼트유형이 유의한 차이를 나타냈다 [F(2,26)=5.20, P<.05]. 추진시점에서의 이상의 결과는 추진국면동안 발생한 최대 신전모멘트에서도 거의 유사하게 나타났다. 호핑유형이 추진국면동안 발목관절

[F(2,26)=10.45, P<.001]과 무릎관절[F(2,26)=4.95 P<.05]에서 가장 큰 신전모멘트를 나타난 반면, 엉덩관절에서는 반동유형이 가장 큰 신전모멘트로 스쿼트유형과 유의한 차이를 나타냈다[F(2,26)=5.20, P<.05].

관절모멘트는 관절을 중심으로 이웃한 분절들이 근육, 인대, 뼈 등을 통해 서로 주고 받는 힘들에 의한 회전력들이 발현하는 최종적인 값으로, 이러한 관절모멘트로 인한 분절의 회전운동에 의해 추진이 일어난다. 특히 근육의 수축에 의해 발생하는 회전력은 관절모멘트의 주요한 부분으로 근육의 사전스트레치로 인한 힘발현의 특성은 관절모멘트로 분석될 수 있을 것이다. 제시된 결과와 같이, 추진국면동안 모든 관절에서 구심적 수축 이전에 원심적 수축이 선행되는 반동과 호핑 유형에서 구심성 수축만 발생하는 스쿼트유형보다 높은 신전모멘트가 나타났는데, 이는 근육의 사전스트레치가 구심성 수축 단계에서 근육이 보다 큰 힘과 일출력을 발현할 수 있도록 긍정적 역할을 한 것으로 해석할 수 있다. 특히 양(+)의 일을 위해 구심적 수축이 시작되는 추진시점에서부터 반동과 호핑유형은 스쿼트유형에 비해 큰 신전모멘트를 발생하였다는 점은 추진국면에서 시종 상대적으로 큰 모멘트를 발현하는 데 주요한 요인이라 했을 것으로 사료된다. 이와 관련하여 Bobbert et al.(1996)은 반동 점프의 높은 수행력은 추진국면의 시작 자세에서 더 높은 관절 모멘트를 생성함으로써 보다 큰 일을 발현하였기 때문으로 추진 국면 초기의 모멘트가 수행력에 중요한 변인임을 주장하였는데 본 연구의 결과도 이를 뒷받침한다고 사료된다.

사전스트레치가 근육의 구심성 수축에서 보다 큰 모멘트 즉 힘을 발현한 것에 대하여, 구심성 수축만 일어

표 2. 하지 각 관절의 신전 모멘트

(단위 : N · m/kg)

|                 |    | 스쿼트(a)    | 반동(b)     | 호핑(c)     | 통계치              | 사후검정     |
|-----------------|----|-----------|-----------|-----------|------------------|----------|
| 추진시점에서의 신전모멘트   | 발목 | 0.74±0.30 | 1.19±0.36 | 1.70±0.36 | F(2,26)=22.36*** | a<b, b<c |
|                 | 무릎 | 1.30±0.29 | 1.45±0.32 | 1.81±0.61 | F(2,26)=8.51*    | a<c      |
|                 | 엉덩 | 2.03±0.37 | 2.52±0.75 | 2.11±0.74 | F(2,26)=5.20**   | a<b      |
| 추진국면에서 최대 신전모멘트 | 발목 | 1.37±0.28 | 1.47±0.30 | 1.82±0.41 | F(2,26)=10.45*** | a,b<c    |
|                 | 무릎 | 1.43±0.32 | 1.48±0.30 | 1.81±0.60 | F(2,26)=4.95*    | a<c      |
|                 | 엉덩 | 2.03±0.37 | 2.52±0.75 | 2.11±0.74 | F(2,26)=5.20**   | a<b      |

\* P<.05, \*\*P<.01, \*\*\*P<.001,

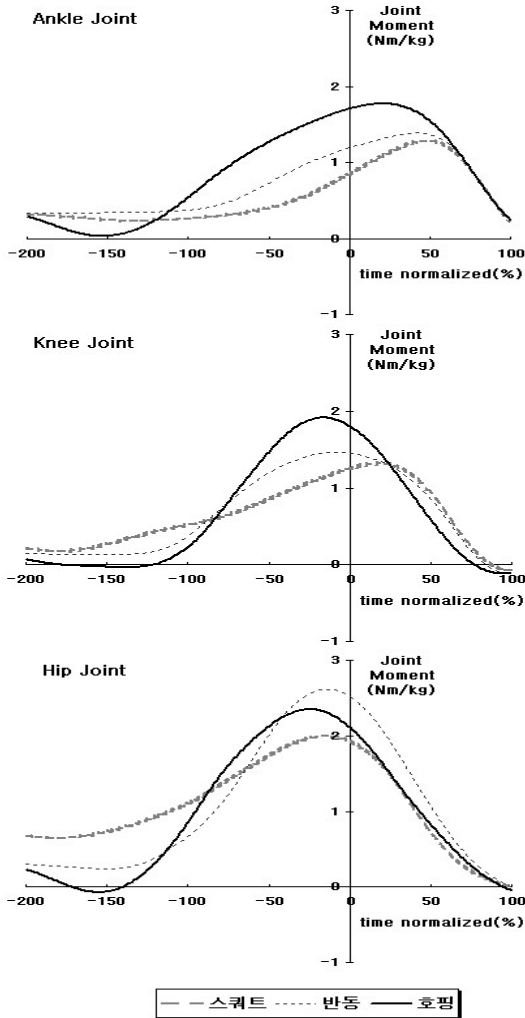


그림 2. 하지관절의 굴곡신전 모멘트

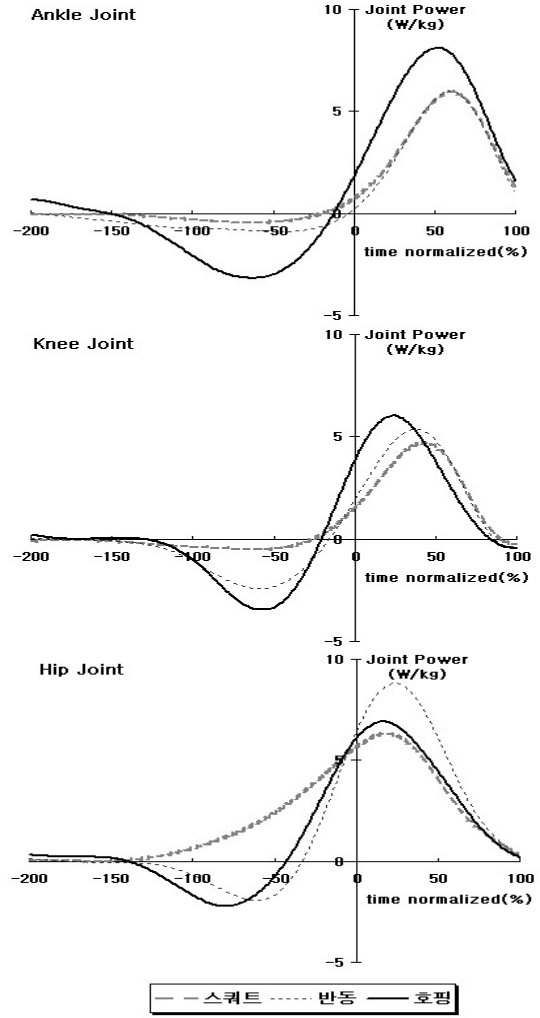


그림 3. 하지관절의 관절파워

날 경우 최대 힘에 도달하기 위한 시간적 여유를 얻지 못한 반면 사전스트레치 과정에서 근육이 활성화되므로 시간적으로 최대 힘에 도달할 수 있는 여유가 있기 때문이라는 주장이 있으나(Bobbert et al., 1996; Bobbert & Ingen Schenau, 1990; Ingen Schenau, Bobbert, & Haan, 1997), 실제 추진이전의 정적인 준비 자세에서도 근활동에 의한 신전모멘트가 발생하고 있다는 점에서 타당한 설명이 아닌 것으로 사료된다. 이에 근건체의 수축 역학과 건 복원 사이의 상호작용에 의해 구심성 수축에서 근육이 보다 큰 힘과 파워를 발현하도록 한다는 것이 보다 설득력 있는 설명으로 사

료된다. 사전스트레치의 과정에서 근건체의 전체 길이가 증가하였음에도 불구하고 건과 같은 직렬탄성조직(series elastic component)은 탄력적으로 신장된 반면 근육의 수축요소(contractile component)의 길이는 일정하게 유지되었다는 연구 결과(Ettema, Huijing, & Ingen Schenau, 1990; Griffiths, 1991)에서 비추어 볼 때 수축요소가 최적의 길이(optimal length)에서 수축함으로 보다 큰 힘을 발현할 수 있으며, 또한 구심성 수축단계에서 신장된 탄성조직이 빠르게 복원되는 과정에서 수축요소의 수축속도는 근건체 전체의 단축속도만큼 빠르게 수축되지 않을 것이다(Lieber, 1992). 결

국 근육의 힘-길이, 힘-속도 관계에서 사전스트레치가 선행된 구심성 수축은 수축요소가 보다 큰 힘을 발휘함과 동시에 직렬탄성조직의 빠른 수축속도는 파워를 더할 수 있는 유리한 조건에 갖는다는 설명이다.

한편 발목과 무릎관절과는 달리 엉덩관절에서는 반동유형에서 보다 큰 모멘트를 발휘되었다는 점이 특징적인데 이는 각 유형에 따라 동작 기전이 다소 차이가 있음을 의미한다. 바운싱 되는 볼처럼 아랫방향의 움직임에 의한 탄성 에너지를 저장하고 재사용하는 과정에서 호핑 유형은 반동유형에 비해 발목과 무릎관절을 보다 효과적으로 활용한 반면 반동유형에서는 무릎관절과 함께 상체의 운동과 관련된 엉덩관절이 주요하게 활용되었을 것으로 사료된다. 즉 호핑유형에서는 발목과 무릎관절의 신전근 작용이 특히 두드러진 반면 반동 유형에서는 상대적으로 상체의 순간 파워와 고관절의 신전근이 주요하게 작동되었다고 추론할 수 있다.

세 조건에서 각 관절에 발생한 신전모멘트의 패턴이 <그림 2>에 제시되었다. 모든 관절에서 신전모멘트를 (+) 값으로 변환하였으며 추진국면을 기준(0-100%)으로 시간-표준화하여 나타냈다. 전체적으로 세 관절 모두에서 추진시점 이전부터 신전 모멘트가 발생하고 있다. 또한 전체적으로 세 조건 모두에서 최대 모멘트의 발생 시점이 고관절, 무릎관절, 발목관절의 순서로 나타나고 있는데 각 관절사이에 연결된 두관절 근육 (biarticular muscle)들의 작용으로 인한 근위단에서 원위단으로의 파워 전이 기전으로 생각되며(Pandy & Zajac, 1991), 특히 모든 수행 조건에서 발목관절은 추진시점 이후에도 계속 증가하여 이지 직전에 최대 모멘트를 발생하고 있어 추진국면 후반에 주요한 역할

을 하고 있음을 알 수 있다.

### 2) 관절의 파워

관절 모멘트와 관절의 각속도의 곱으로 구해지는 관절의 파워는 관절 모멘트가 한 일의 일률(work rate)로서 앞서 제시된 단위시간에 얼마나 큰 관절모멘트가 발생하였느냐와 관련된다. <표 3>에서는 각 수행 조건에서 추진국면동안 발생한 발목, 무릎, 엉덩관절의 관절파워를 제시하고 있다. 발목관절의 경우 추진국면동안 호핑유형의 평균파워가 반동과 스쿼트유형에 비해 유의하게 크게 나타났으며[F(2,26)=15.09, P<.001], 최대 파워 역시 동일한 결과를 보였다[F(2,26)=10.54, P<.001]. 반면 무릎관절에서는 평균파워와 최대파워 모두 호핑>반동>스쿼트의 순서로 나타났으나 통계적으로 유의하지 않았다. 엉덩관절에서는 반동유형의 평균파워와 최대파워가 가장 큰 값을 보여, 스쿼트유형과 유의한 차이를 나타냈다[F(2,26)=5.20, P<.05].

이러한 결과는 관절의 신전 모멘트의 결과와 유사한데, 동작 유형간의 차이는 모멘트보다 현격해졌다. <그림 3>에서 세 조건에서 각 관절에 발생한 신전모멘트의 패턴이 제시하였다. 세 관절 모두에서 추진국면이전에 나타난 음(-)의 값은 아랫방향으로의 움직임으로 인해 관절에서는 굴곡운동이 진행되는 반면 관절에서는 신전모멘트가 작용되는 구간을 의미하며, 양(+)의 값은 신전모멘트와 관절의 신전운동이 동시에 나타나는 구간이다.

이론적으로 추진시점을 전후하여 관절파워가 0값을 교차하여야 하지만 본 연구의 경우 - 추진시점을 신체 중심의 수직변위가 가장 아래에 위치한 순간으로 설정

표 3. 하지 각 관절의 관절 파워 (단위 : W/kg)

|                 |    | 스쿼트(a)    | 반동(b)     | 호핑(c)     | 통계치              | Post Hoc |
|-----------------|----|-----------|-----------|-----------|------------------|----------|
| 추진국면에서의<br>평균파워 | 발목 | 3.24±0.68 | 3.51±1.23 | 5.51±1.38 | F(2,26)=15.09*** | a,b<c    |
|                 | 무릎 | 2.68±0.99 | 2.98±0.87 | 3.12±1.51 | F(2,26)=1.17     |          |
|                 | 엉덩 | 3.99±1.19 | 5.20±2.17 | 4.07±2.29 | F(2,26)=3.37*    | a<b      |
| 추진국면에서의<br>최대파워 | 발목 | 6.01±1.45 | 6.28±1.88 | 8.52±1.99 | F(2,26)=10.54*** | a,b<c    |
|                 | 무릎 | 5.36±1.87 | 5.94±1.62 | 6.64±2.57 | F(2,26)=3.30     |          |
|                 | 엉덩 | 6.90±1.84 | 9.13±3.38 | 7.21±3.59 | F(2,26)=4.61*    | a<b      |

\* P<.05, \*\*P<.01, \*\*\*P<.001



하였지만 - 실제 좌우로의 움직임이 포함된 과제를 수행하다보니 정확한 추진시점을 규정하는데 어려움이 있으며 이로 인해 추진시점이전에 일정 부분 양의 값이 나타나고 있다. 이 구간에서 신전모멘트와 관절의 신전운동이 일어나지만 추진을 보다는 정면에서 좌우로의 방향전환을 위한, 추진의 예비 구간적 역할을 하는 것으로 분석되어졌다. 특히 다른 관절에 비해 엉덩관절의 경우 추진시점 이전에 양(+)의 파워 구간이 나타나고 있는데 이는 무릎과 발목관절을 이용한 추진운동 이전에 상체의 방향전환이 선행되고 있기 때문으로 사료된다. 또한 관절모멘트의 양상보다 명확하게 최댓값의 발현시점이 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절로 나타나고 있어 근위분절에서 원위분절로의 에너지전이를 보여주고 있다.

에서도 호핑유형이 보다 우수한 역학적 결과를 보였다. 하지만 세부적으로 하지의 각 관절마다 특징적이고 다소 상이한 결과가 나타나 반동과 호핑 유형이 차별화된 동작임을 보여주었다.

결론적으로, 시간적 제약성을 가지는 좌우 추진 과제에서 리바운드 되는 듯한 반동을 이용하는 호핑 유형이 가장 유리한 동작 형태라 할 수 있으며, 사전 스트레치에 의한 구심성 수축(추진) 국면에서의 높은 모멘트와 파워 출력에 기인한 것이라 할 수 있을 것이다. 본 연구에 나타난 움직임의 원리는 신속한 움직임을 요구하는 동작이나 운동 기술에 공통적인 적용될 수 있을 것이며, 향후 실험상황이 아닌 실제적인 운동 상황에서의 역학적 효용성을 실증해 볼 필요가 있을 것으로 사료된다.

#### IV. 결론

본 연구는 테니스의 발리, 축구의 골키퍼, 야구의 수비 등과 같이 외부의 운동에 대응하여 가능한 짧은 시간에 파워풀한 이동 및 추진을 해야 하는 운동 상황에서 효과적인 움직임의 패턴을 찾는 데 그 의도가 있다. 이를 위해 실험상황에서 스쿼트, 반동, 호핑의 세 가지 사전동작에 따른 수행을 분석하였다. 여기서 반동과 호핑은 다소의 차이가 있으나 기본적으로 근육이 구심성 수축하기 이전에 원심적으로 사전스트레치 된다는 공통점을 가진다.

연구 결과에 의하면, 일단 일출력, 파워출력, 관절모멘트, 관절 파워 등 분석된 모든 변인에서 사전스트레치가 선행된 반동과 호핑유형은 스쿼트유형에 비해 우수한 역학적 결과를 나타냄으로써 주동작에 선행되는 반대 방향으로의 움직임의 역학적 효용성을 보여주었다. 반동과 호핑유형의 경우, 구심성 추진국면에서 비슷한 크기의 일출력을 보였으나 파워출력은 호핑유형이 유의하게 크게 나타났다. 이는 호핑유형에서 상대적으로 짧은 시간동안 보다 큰 힘을 발현하였다는 것을 의미하는 것으로 본 연구에서 설정한 운동 상황에 매우 효과적임을 보여주고 있다. 관절모멘트와 관절파워

#### 참 고 문 헌

- 김용운, 윤태진, 서정석(2005). 사전동작이 좌우 반응 추진운동의 수행력에 미치는 영향. **한국운동역학회지**, 15(3), 9-19.
- 서정석 (2000). **Stretch-Shortening Cycle이 웨이트 리프팅 동작에 미치는 영향**. 서울대학교 박사학위논문.
- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (1993). Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics*, 26, 1413-1427.
- Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1987). Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19(4), 332-338.
- Bobbert M. F, & van Ingen Schenau, G. J. (1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21(3), 249-262.
- Bobbert, M. F., Karin G. M., Gerritsen, M., Litjens, C. A., & Van Soest, A. J. (1996). Why is countermovement jump height greater than

- squat jump height? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28, 1402-1412.
- Bosco, C., Viitasalo, J. T., Komi, P. V., & Luhtanen, P. (1982). Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiologica Scandinavica*, 114, 557-565.
- Bosco, C., Komi, P. V., & Ito, A. (1981). Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiologica Scandinavica*, 111(2), 135-140.
- Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanical basis of human movement* (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Ettema, G. J., Huijing, P. A., van Ingen Schenau, G. J., & de Haan, A. (1990). Effects of prestretch at the onset of stimulation on mechanical work output of rat medial gastrocnemius muscle-tendon complex. *Journal of Experimental Biology*, 152, 333-351.
- Griffiths, R. I. (1991). Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. *Journal of Physiology*, 436, 219-36.
- Ingen Schenau, G. J., Bobbert, M. F. & Haan, A. D. (1997). Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle? *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 389-415.
- Kwon, Y. H. (2003). *Kwon3d motion analysis package version 3.0 user's reference manual*. Seoul, Korea: Visol corp.
- Komi, P. V., & Bosco, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 10, 261-265.
- Komi, P. V., & Gollhofer, A. (1997). Stretch reflex can have an important role in force enhancement during SSC exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 451-460.
- Lieber, R. L.(1992). *Skeletal Muscle Structure and Function*. Philadelphia: Williams & Wilkins.
- Pandy, M. G., & Zajac, F. E. (1991) Optimal muscular coordination strategies for jumping. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 1-10.
- Sugi, H. (1972). Tension changes during and after stretch in frog muscle fibres. *Journal of Physiology*, 225, 237-253.

투 고 일 : 4월 30일

심 사 일 : 5월 14일

심사완료일 : 5월 31일